[논문] - 공학기술논문집
Journal of Engineering & Technology
Vol.20, (September 2010)

치과용 복합레진의 중합 수축에 의해 발생하는 음향방출 특성

구 자 욱*, 최 낙 삼**, Kazuo Arakawa***

Acoustic Emission Characteristic from Polymerization Shrinkage of the Dental Composite Resin Restorations

Ja-Uk Gu*, Nak-Sam Choi**, Kazuo Arakawa***
*Department of Mechanical Engineering, Hanyang University
**Corresponding author: nschoi@hanyang.ac.kr, Department of Mechanical Engineering, Hanyang University
***Research Institute for Applied Mechanics, Kyushu University, Japan
(Received February 25, 2010)

요 약

음향방출법을 이용하여 치아 수복시 복합레진과 치아모체 사이의 계면상태를 실시간 평가하였다. 인간치아, 스테인리스 스틸, PMMA 3종류의 링형 모체시편을 제작하고 복합레진과 모체시편 사이의 접착 상태를 달리하여 AE 신호를 비교 분석하였다. 접착 상태가 불량할수록 광중합에 의한 복합레진의 수축에 의해 수축 속도가 큰 중합초기 1분 동안 많은 AE 사상들이 관측되었다. AE 사상수는 계면에서 관찰된 갭의 폭과 길이에 비례하는 거동을 보였다. AE 특성은 복합레진의 수축에 따라 복합레진 가장자리부와 링재 사이의 계면부에서 발생하는 균열 전파와 관련되었으며 음향방출법이 치아 수복물의 접착 상태에 대한 비파괴 검사법으로써 유효함을 알았다.

ABSTRACT

The purpose of the present study was to analyze the marginal integrity at the composite resin-tooth interface in real time through acoustic emission (AE) monitoring. AE signals were generated by the polymerization shrinkage of composite resins. Bad bonding states were indicated by many hit events in the initial curing period of 1 minute with high contraction rate. The AE characteristics were related with the crack propagation occurring in the adhesive region between the composite resin and the ring substrate, which could be used for a nondestructive characterization of the marginal disintegrative fracture of the dental restoration.

1. 서 론

치과용 복합레진(composite resin)은 충치를 치료하고 손상된 치아를 회복시키는 수복재(restorative materials)로써, 조작이 용이하고 심미성이 우수하여 은 아말감이나 금 인레이 같은 금속 수복재의 대체물로 그 사용이 증가하고 있다. 특히 인체에 무해하며 작업성이 탁월한 가시광선을 이용하여 복합레진을 경화시키는 광중합형이 주류를 이루고 있으며 이러한 광중합형 복합레진 수복재는 캄포퀴논(camphorquinone)과 같은 광개시제에 의한 중합반응으로부터 선 수축 및 부피 수축이 일어나게 된다. 따라서 치아와 복합레진의 결합강도가 불충분할 경우에는 치아의 법랑질(enamel) 또는 상아질(dentin)과 수복용 레진 사이에 갭(gap)이 형성되며, 이로 인해 변연 누출 및 이차우식(second caries)의 발생, 시술 후 환자의 과민 반응(tooth hypersensitivity), 치아 파절 등과 같은 문제점을 유발하게 된다[1-3]. 따라서 레진 수복재와 치아질과의 완전한 접착과 복합레진 수복재의 중합 수축응력 측정은 임상적으로 매우 중요하다.

치아/수복재 계면부의 평가 방법으로는 미소시험법[4,5], SEM(scanning electron microscopy)관찰법[6], 염료 침투법(dye penetration method)[7] 등이 보고 되어있다. 그러나 이 실험들을 통한 연구 결과를 살펴보면 치아의 상아질과 수복재 부분의 계면강도 평가가 미흡하고, 광조사에 따른 레진의 중합 경화 과정에서 발생되는 계면 결함 발생 메커니즘의 시간적 해석이 없음을 알 수 있다. 이에 저자는 이전 연구에서 스트레인 게이지법을 이용하여 복합레진 수복재의 중합수축 거동을 관찰하고, 치아/수복재 계면에 음향방출법(AE)을 새롭게 적용하여, 치아에 충전된 복합레진의 수축에 따른 치아/수복재 계면부 균열 발생 상태를 실시간 모니터링하고 중합수축 거동과 비교하여 계면 균열발생 메커니즘을 시간함수로써 해석하였다[8]. 연구 결과로부터 시편의 재질과 수복재의 접착 상태에 따라 AE신호에 차이가 있음을 알았다.

본 연구에서는 이전 연구의 복합레진 수축 실험 결과를 바탕으로, 링재 내면에 작용하는 수직응력을 계산하여 계면부 파괴에 미치는 영향을 보고자 한다. 또한 음향방출법과 함께 SEM 관찰법을 적용하여 치아/수복재 계면의 실시간 해석뿐만 아니라 계면에서 발생하는 갭의 크기와 AE 파라미터를 비교하여 실험적 관계를 구하였다.

2. 실험 재료 및 방법

2.1 시편제작

Fig. 1(a)는 복합레진의 수축력 측정에 사용된 시편으로써 내경 6mm, 외경 8mm, 높이 2mm의 관통형 링이다. 시편의 재질은 유치의 보철 수복재로 사용되는 스테인리스 스틸(SUS 304)과 의치에 들어가는 레진의 주성분인 PMMA이다. Fig. 1(b)는 음향방출 시험에 사용된 스테인리스 스틸과 PMMA 시편으로써 내경 6mm, 외경 8mm, 높이 3mm, 깊이 2mm의 비관통형이다. Fig. 1(c)는 음향방출 시험을 위한 치아 시편으로써 최근에 뽑아낸 건전한 대구치를 가공하여 제작하였다. 치아는 온전한 보관을 위해 뽑아낸 직후 세척하여 0.25% sodium azide가 혼합된 링거액에 보관하였다. 치아는 형상이 불규칙하므로 가공이 용이하도록 파이프형

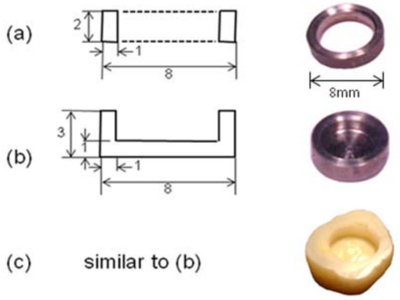


Fig. 1 Geometries of the ring type and their photos: (a)penetrated ring for strain measurement, (b)non-penetrated ring for acoustic emission detection, (c) human molar ring for acoustic emission detection.

틀을 이용하여 상온에서 콜드 마운팅을 한 후, 윗면에 접한 법랑질 부위를 깨끗이 절단하고 치아에 제 1급 와동(직경 6mm, 깊이 2mm)을 생성하였다. 가공 중 치아의 파손을 막기 위하여 초경 엔드밀(EM810040 & EM810060, X-Power, Korea)로 고속회전, 저속 이송 하에 수냉을 하며 단계적으로 가공하였다.

2.2 중합수축력 측정

관통형 시편을 에칠 알콜로 깨끗이 세척하고 시편 외면의 원주 방향으로 스트레인 게이지(KFG-1-120-C1-11L1M2R, 1mm in gauge length, Kyowa, Japan)를 부착하였다 [9]. 스트레인 게이지 부착 후 시편의 내벽에 복합레진 접착제(Clearfil S3, Kuraray medical, Japan)를 충분히 발라주었다. 제조사의 지침에 따라 20초간 그대로 방치한 후, 접착제가 시편 내벽에 고르게 도포될 수 있도록 적절한 공압으로 5-10초간 바람을 불어주었다. 복합레진과 접착강도를 높이기 위하여 10초간 LED 조사기(Pencure Morita, light-emitted diode, 파장 420-480nm, 강도 1000mW/cm^2)로 광조사를 실시하여 접착제에 함유되어 있는 에탄올과 수분을 증발시킨 후, 치과용 도구(101-175-7A/13, Morita, Japan)를 이용하여 시편 내부에 복합 레진을 충전하였다. 복합레진은 Bis-GMA 단량체에 TEGDMA(triethyleneglycol dimethacrylate) 희석제가 첨가된 기질에 3㎛ 바륨 글라스가 86% 중량비로 배합된 Clearfil AP-X (Kuraray medical, Japan)를 사용하였다. 시편 윗면에서 수직으로 3mm 떨어진 지점에서 20초간의 LED 조사로 중합하여 수복재를 경화시켰다. 수복재의 수축에 의한 링 외면의 변형률 값은 미소하므로 스트레인 게이지의 신호를 스트레인 앰프(DAS-406B, Minebea, Japan)에 연결시켜 증폭하였고 Labview 8.0을 통해 실측했다. 변형률(ε)은 3시간 동안 측정하였으며 스테인리스 스틸과 PMMA 시편에 대해 각각 5개씩 실시하였다.

링의 단면부의 임의 반경(r)에서의 원주응력(σ)은 Hook’s law (식1)로부터 원주방향 변형률에 비례한다. 이 원주응력과 링형 시편의 내면(r_i)에서 발생한 수축력(contraction stress, σ_{cs}) 사이의 관계식은 (식2)와 같다 [10]. 이 수축력은 링재 시편 내부에 충전된 복합레진 가장자리부에서 인장응력으로 작용하는데 (식3)과 같이 정리하여 계산 가능하다.

$$\sigma = E\epsilon \tag{1}$$

$$\sigma = -\frac{r_i^2 \sigma_{cs}}{r_o^2 - r_i^2}\left(1 + \frac{r_o^2}{r^2}\right) \tag{2}$$

$$\sigma_{cs} = -E\epsilon\frac{r_o^2 - r_i^2}{2r_i^2} \tag{3}$$

2.3 음향방출 시험

Fig. 2는 음향방출 시험의 개략도이다. 수축력 측정 시험에서와 동일한 방법으로 링재 내면에 접착제를 도포하고 복합레진을 충전하였다. 시편의 외면 바닥에 액상의 커플런트(vacuum grease couplant)를 바르고, 별도로 Fig. 3과 같이 본 AE 실험을 위해 새롭게 고안한 고정 장치를 이용하여 wave guide 위에 시편을 고정하였다. AE센서(micro30, Physical Acoustic Corp. USA)는 시편의 중심으로부터 20mm 떨어진 지점에 커플런트와 고정구를 이용하여 부착하였다. AE센서와 고정구 사이, 시편과 고정구 사이에는 두께 0.5mm의 얇은 고무판을 삽입하고 시험 장치는 고무판 위에 설치함으로써, 금속간의 기계적 접촉과 진동에 의해 발생하는 노이즈를 차단하였다. 사용한 AE 센서의 작동 주파수 대역은 100-600kHz 이며 최고감도주파수(peak frequency)는 275kHz이다.

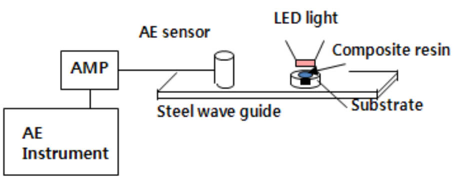


Fig. 2 Schematic of acoustic emission measurement.

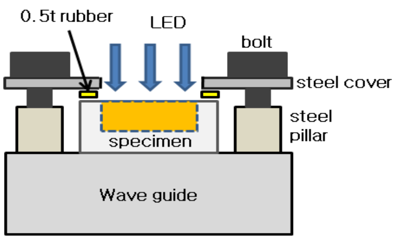


Fig. 3 Schematic of the specimen fixture for acoustic emission measurement.

발생한 신호는 샘플링 속도 4MHz로 획득하였으며 프리앰프(Pre-amp)의 게인 값은 40dB로 하였고, 문턱전압값(threshold level)은 25dB로 하였다. AE신호의 측정은 미국 PAC사의 Mistras 시스템과 MI-TRA 프로그램을 이용하였으며 측정파라미터는 AE 사상수(event), AE 진폭(amplitude) 분포, AE 파형(wave form)이다. 검출된 AE 중에서 지속시간(duration time)이 1μs 이하인 신호는 잡음 처리하였다. AE는 LED조사 시점으로부터 3시간 동안 측정하였다. 이 실험에 추가하여 링재 시편 내부에 접착제를 전혀 바르지 않은 경우와, 접착제는 바르되 접착제에 10초간의 LED조사를 생략한 경우를 실험하였다.

2.4 Gap 측정

음향방출 시험이 끝난 직후, 모든 시편들에 대해서 복합레진이 충전된 계면에 생성된 gap의 폭과 길이를 측정하였다. 정확한 측정을 위해 SEM을 이용하여 계면에 생성된 모든 미소크랙 및 gap을 500배와 1000배로 촬영하였다. Isolution Lite 현미경 측정 프로그램(IMT, Canada)을 이용하여 크랙과 gap의 폭과 길이를 마이크로미터 단위로 측정하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 중합수축력 측정 및 해석

Fig. 4는 관통형 링 시편내부에 접착제를 바르고 10초간의 LED조사를 한 후 수복용 복합레진을 충전한 스테인리스 스틸과 PMMA링의 시간에 따른 원주 변형률을 나타낸다. 두 재료 모두 LED 조사의 시작과 동시에 레진의 중합 발열과 복사열로 인하

여 인장거동을 보이다가 약 10초 이후부터 압축 거동을 보였다. 압축거동은 광조사가 끝난 뒤에도 40초가량 급격히 진행되었으며, 1분 이후에는 거의 일정한 값으로 수렴되었다. 초기 인장 변형은 두 시편에서 비슷한 시간대에 동일한 거동을 보였으나 PMMA링이 스테인리스 스틸 링보다 급격한 압축 거동을 보이면서 최대 압축 변형률은 약 10배 높게 나타났다. 충전된 복합레진의 수축시 관통형 링은 탄성 영역 내에 있으므로 링의 변형률과 작용하는 원주 응력은 선형 관계에 있다고 할 수 있다. 따라서 원주 응력은 후크의 법칙으로 계산 가능하며, 계산된 원주 응력과 식(2),(3)을 이용하여 시편 내부에서 작용한 복합레진의 수축응력을 구할 수 있다. 그 결과 Fig. 5에서 보는 바와 같이 스테인리스 스틸 시편 링의 최대 수축 응력이 인장형으로 크게 나타나 PMMA 링보다 약 5.4배 더 커졌다. 복합레진은 중합이 일어나기 전에 겔(gel)상태를 유지하고 있으나 중합과정을 거치면서 고체로 변하면서 급격히 수축 하게 되며 충전된 복합레진의 수축은 복합레진/치아 계면에서 갭 형성의 원인이 될 것이다. 따라서 수축응력이 크게 나타난 스테인리스 스틸 시편에서 더 많은 갭이 관찰될 것으로 예상 할 수 있다. 한편 스테인리스 스틸 링에 접착제를 바르지 않고 복합레진을 충전한 실험과 접착제는 바르되 10초간의 광조사를 하지 않은 실험에서는 접착제를 바르고 10초간의 광조사를 실시한 시험보다 더 작은 수축응력 값이 나타났다 (Table 1). 이는 불량한 접착상태로 인하여

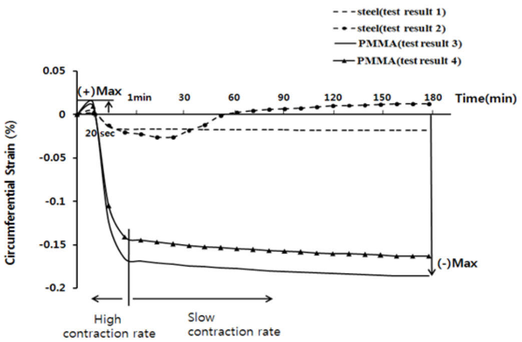


Fig. 4 The circumferential strain measured from the ring substrate

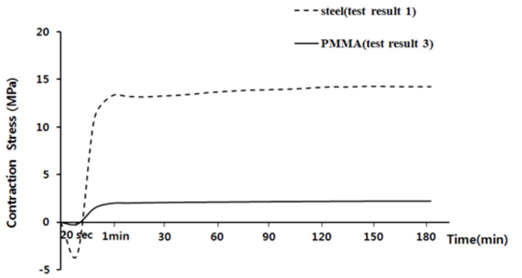


Fig. 5 The contraction stress measured from the results of Fig. 4

Table 1. The circumferential strain and contraction stress of the ring substrate. (Mean ± standard error)

	Stainless steel 304			PMMA
Bonding condition	Without adhesive	With adhesive/ Without LED	With adhesive/LED	With adhesive/LED
(+)Maximum Strain (%)	$0.63\times10^{-2}\pm0.22\times10^{-2}$	$0.42\times10^{-2}\pm0.17\times10^{-2}$	$0.56\times10^{-2}\pm0.24\times10^{-2}$	$1.42\times10^{-2}\pm0.28\times10^{-2}$
(-)Minimum Strain (%)	$-0.17\times10^{-2}\pm0.02\times10^{-2}$	$-0.90\times10^{-2}\pm0.33\times10^{-2}$	$-1.58\times10^{-2}\pm0.91\times10^{-2}$	$-15.83\times10^{-2}\pm0.86\times10^{-2}$
Maximum contraction stress (MPa)	1.34± 0.16	7.10± 2.59	10.34± 3.29	1.91± 0.10

복합레진의 수축시 링으로부터 분리되어 링의 수축이 풀려지게 된 값을 얻었기 때문이다. 따라서 접착 상태가 불량할 경우에 더 큰 갭이 형성될 것으로 예상할 수 있다.

3.2 음향방출 해석

Fig. 6은 스테인리스 스틸 링 시편에서 발생한 음향방출 사상(AE hit events)을 실시간으로 검출한 결과이다. 복합레진과 스테인리스 스틸 링 사이에 접착제를 바르지 않은 실험에서 AE 사상수가 가장 많았으며 접착 상태가 불량할수록 많은 AE신호가 검출되었다. 특히 복합레진이 급격히 수축하는 초기 1분 내에 AE 발생이 밀집되는 경향을 보였다. Fig. 7은 PMMA 시편에서 발생한 음향방출 사상을 검출한 결과이다. 스테인리스 스틸 시편과 유사하게 초기 1분 동안 접착 상태가 불량한 실험에서 AE 사상수가 더 많았다. 전체 시간에 걸쳐 AE 사상수는 스테인리스 스틸의 경우보다 현저히 줄었다. Fig. 8과 같이 인간 치아의 와동에 복합레진이 충전된 시편에서는 LED조사에 따른 복합레진의 중합 개시 후 3시간 동안 스테인리스 스틸보다 적지만 PMMA에서보다 많은 AE사상이 발생하였다. AE사상은 초기 1분

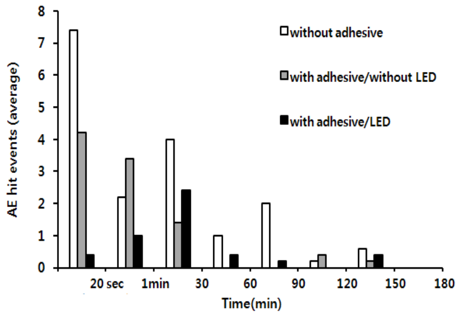


Fig. 6 AE hit event distribution of the stainless steel ring substrate.

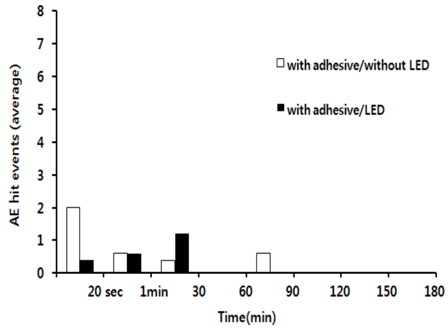


Fig. 7 AE hit event distribution of the PMMA ring substrate.

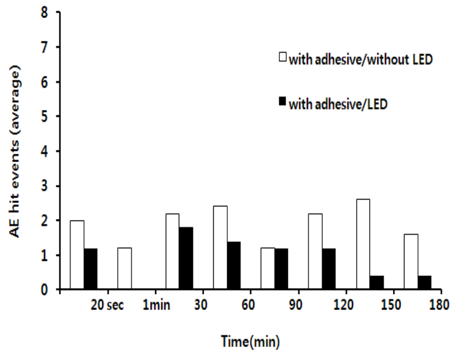


Fig. 8 AE hit event distribution of the human molar ring substrate.

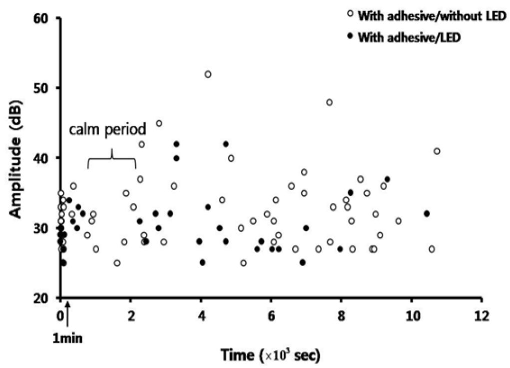


Fig. 9 AE peak amplitude distribution versus time in composite restoration of the human molar substrate.

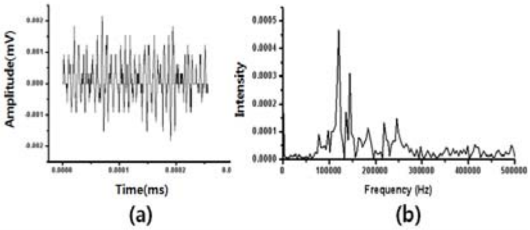


Fig. 10 A typical acoustic emission signal (a), and its FFT spectrum(b)

동안 집중적으로 발생하지 않았고 적은 수의 AE 신호들이 전 시간대에 고르게 검출되었다.

Fig. 9는 인간 치아 시편에서 발생한 AE 신호의 진폭 분포를 나타낸다. 초기 1분 동안 많은 AE신호들이 발생하는 것을 확인할 수 있으며 전체적으로 접착 상태가 불량한 시편에서 AE 신호들이 많이 검출되었다. 경화 초기 상태를 포함하여 25-35dB의 약한 신호들이 대부분이었으나 경화가 끝난 후에는 35-50dB의 비교적 강한 신호들도 추가적으로 발생하였다. Fig. 10은 검출된 AE 신호에 대한 파형과 이들에 대한 FFT분석의 결과이다. 대부분의 신호 파형은 Fig. 10(a)와 같은 돌발형이었다. 이 신호들은 FFT 변환하여 1차 중심 주파수를 기준으로 100-200 kHz의 저주파수와 240-300kHz 고주파수 영역의 신호들로 나눌 수 있었다. 대부분 100-200kHz 영역대의 저주파수 신호들이었는데, 이는 레진의 계면부에서 발생하는 미소 크랙에 의한 것으로 사료된다[11,12]. 추가적으로 발생한 240-300kHz 영역대의 신호들은 크랙의 진전에 따른 복합재 내의 강화입자의 파괴, 혹은 수지의 급격한 파괴로 발생한 것으로 사료되며, 접착제가 경화된 시편에서 더 많이 발생하였다.

3.3 SEM 분석

Fig. 11은 스테인리스 스틸 시편의 계면부를 주사 전자 현미경(SEM)으로 관찰한 뒤, 갭의 두께를 측정한 사진이다. 접착제와 복합레진 사이의 접착은 상당히 양호하나 스테인리스 스틸과는 접착상태가 불량하여 비교적 넓은 갭이 관찰되었다. Fig. 12는 치아/복합레진 계면을 SEM을 통해 관찰한 것으로써 상아질과의 접착부에서 갭이 생성된 것을 볼 수 있으며 그 두께는 스테인리스 스틸 시편보다 얇았다.

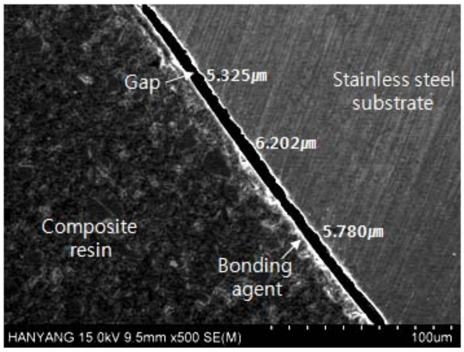


Fig. 11 SEM picture taken from the composite resin-stainless steel ring interface

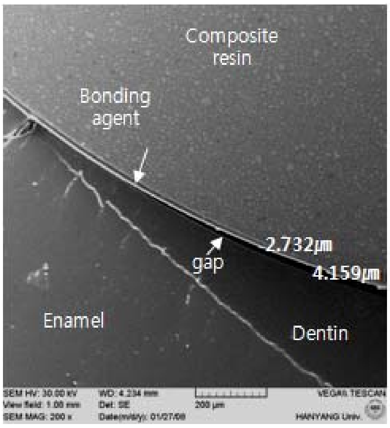


Fig. 12 SEM picture taken from the composite resin-human moral ring interface

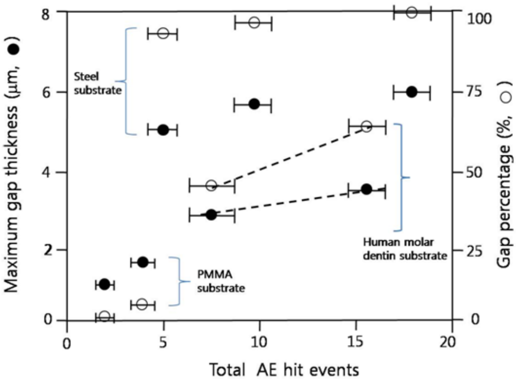


Fig. 13 The total AE hit events as a function of the maximum gap thickness and the gap percentage for all kinds of tested specimens.

Fig. 13은 검출된 AE 사상수에 대한 갭의 최대 폭과 형성 비율을 나타낸 것이다. 모든 시편에 대해서 AE 사상수가 많을수록 갭의 폭이 넓어지고 갭이 차지하는 비율이 증가하는 것을 알 수 있다. 스테인리스 스틸 시편은 모든 접착조건에 대해 갭의 최대 폭이 5㎛ 이상이었으며 갭의 형성 비율은 90% 이상으로 특히 접착제를 바르지 않은 시편에서는 형성 비율이 99%였다. 반면에 PMMA는 모든 시편에 대해 갭의 최대 폭이 3㎛ 이하이며 형성 비율은 10% 이하였다. 치아시편은 갭의 최대 폭과 형성 비율이 모두 스테인리스 스틸과 PMMA의 중간값을 가졌으나 접착상태가 불량할수록 다른 재질의 시편에 비해 갭의 형성 비율이 급격히 증가하는 경향이 있었다.

실험에 사용된 Clearfil S3 접착제는 자가에칭 프라이머(self-etching primer)와 광중합형 본딩재가 혼합되어있는 복합레진용 접착제이다. 자가 에칭 프라이머는 치아 가공면의 외부로 드러난 스메어 층(smear layer)을 분리시키고, 와동의 석회질을 제거하여 접착제가 와동 벽면과 충분한 접착강도를 유지하도록 하며, 광중합형 본딩재는 복합레진과 반응하여 접착한다[13]. 스테인리스 스틸은 재질의 특성상 표면이 프라이머에 의한 침투 및 처리가 어렵다. 그러나 복합레진과 본딩재와의 결합은 양호하기 때문에 수복된 복합레진의 중합 수축에 의해 접착제/스테인리스 스틸 계면에서 크랙이 발생하고 갭을 형성하게 된다. 이때 형성되는 갭은 PMMA와 치아시편에 비해 폭이 넓고 길이가 길었는데 이는 스테인리스 스틸의 AE 실험 결과, 접착제를 바르고 LED를 조사한 실험에서도 LED 조사 시작 후 30분 이내에 다수의 AE 신호가 검출된 결과와 관계있다고 할 수 있다. 한편 PMMA는 의치에 함유되는 레진의 주성분이므로 스테인리스 스틸링에 비해 접착이 용이하고 강성이 낮아 충분히 압축 변형하므로 접착제와 PMMA 링 사이의 계면에서 크랙의 발생이 적었으며 폭이 좁고 길이가 짧았다. 이에 따라 AE실험에서 매우 적은 신호가 검출되었다(Fig. 7). 인간치아의 와동에 접착제를 도포한 경우에는 프라이머와 치질간의 결합은 양호하였으나 와동벽이 PMMA링 보다 강성이 크기 때문에 PMMA 시편보다 더 많은 수의 AE 신호가 검출되었다.

세 종류 시편의 실험에서 공통적인 결과는, 접착제를 도포하였으나 접착제에 LED를 조사하지 않은 시편은 접착제에 10초간의 LED를 조사한 후 복합 레진을 수복한 시편보다 발생한 크랙의 폭이 넓고 형성 비율이 높았으며, 더 많은 AE 신호가 검출되었다는 점이다. 접착제의 본딩재에는 레진과 결합하는 나노 필러 외에 에탄올과 수분 등이 함유되어있는데 접착제가 LED조사를 통해 충

분한 건조가 되지 않으면 아세톤 및 수분의 증발이 어려워지기 때문에 복합레진과 접착제의 나노 필러 간 결합에 방해를 줄 수 있다. 따라서 수복된 복합레진의 중합 수축시 복합레진과 접착제 사이에 미소크랙이 생성되기 쉬우며 더 많은 AE 신호가 검출되는 것으로 사료된다.

4. 결 론

본 연구에서는 보철용으로 사용되는 스테인리스 스틸과 의치 소재인 PMMA를 가공하여 치아의 1급 와동을 모사한 링형 시편을 제작하여 시편에 충전된 치과용 복합레진의 중합수축 거동을 확인하였다. 또한 AE 장치를 사용하여 스테인리스 스틸, PMMA, 인간 치아의 와동에 충전된 복합레진의 중합 수축시 발생하는 AE 신호를 실시간으로 검출하고 해석하였으며, 그 결과를 SEM사진으로부터 얻은 계면의 갭 크기와 비교하였다. 실험결과는 다음과 같다.

(1) 수복된 복합레진은 LED의 조사로부터 중합수축이 시작되었다. LED 개시 초기에는 레진의 중합발열과 복사열로 인한 시편의 열팽창으로 약간의 인장변형을 하였으나 이후 급격하게 변형률이 작아지면서 중합 개시 1분 뒤에는 일정한 수축 변형률 값으로 수렴하는 거동을 보였다. PMMA 링보다 스테인리스 스틸 링에 복합레진을 수복한 실험에서 더 큰 수축력을 얻었는데, 이는 AE 실험에서 더 많은 AE 신호가 발생하는 원인이 되었다.

(2) AE 측정 결과, 중합수축이 급격히 진행되는 10초 전후에 가장 많은 AE 사상이 발생하였으며, 링과 복합레진 사이의 접착이 불량할수록 AE 사상이 많이 발생하였다. 또한 동일한 접착 조건에서는 PMMA, 치아, 스테인리스 스틸 순으로 많은 AE가 검출되었는데, 이것은 접착제의 프라이머 작용에 의한 것이다.

(3) AE 신호가 많이 검출된 실험에서 시편과 충전된 복합레진 계면에서 형성되는 갭의 폭이 넓고 형성비율이 높았다. 특히 치아의 경우 접착상태에 따라 갭의 크기와 형성비율에 큰 차이를 보였다.

후기

본 연구는 2010년도 교육기술과학부 일반연구자 지원 사업(2010-0016698)으로 수행되었습니다.

참고문헌

[1] J. R. Bausch, K. de Lange, C. L. Davidson, “Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins”, Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 48, No. 1, pp. 59-67, (1982)

[2] C. J. Kleverlaan, A. J. Feilzer, “Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites”, Dental Materials, Vol. 21, No. 12, pp. 1150-1157, (2005)

[3] N. Ilie, K. H. Kunzelmann, R. Hickel, “Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage”, Dental Materials, Vol. 22,

No. 7, pp. 593-601, (2006)

[4] H. Sano, T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, Bernard Ciucchi, Ricardo Carvalho, David H. Pashley., “Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test,” Dental Materials, Vol. 10, No. 4, pp. 236-240, (1994)

[5] T. Takemori, H. Chigira, K. Itoh, H. Hisamitsu, “Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin,” Dental Materials, Vol. 9, No. 2, pp. 136-138, (1993)

[6] I. Krejci, M. Besek, F. Lutz, “Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results”, American Journal of Dentistry, Vol. 7, No. 1, pp. 27-30, (1999)

[7] A. K. Bedran de Castro, L. A. Pimenta, C. M. Amaral, G. M. Ambrosano, “Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorative systems”, Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry, Vol. 14, pp. 107-114, (2002)

[8] 구자욱, 최낙삼, Kazuo Arakawa, “음향방출법을 이용한 치아/복합레진 수복재의 계면부 파괴해석”, 한국복합재료학회지, 제22권 제6호, pp. 45-51, (2009)

[9] R. L. Sakaguchi, M. C. Peters, S. R. Nelson, “Effect of polymerization contraction in composite restorations”, Journal of Dentistry, Vol. 20, No. 3, pp. 178-182, (1992)

[10] W. F. Riley, L. D. Sturges, D. H. Morris , “Mechanics of Materials”, 5th Ed., pp. 249-252, John Wiley & Sons Inc., New York, (1999)

[11] 최낙삼, 김영복, 이덕보, “열-음향방출법을 이용한 복합재료의 미세손상 검출 및 평가”, 한국복합재료학회지, 제16권 제1호, pp. 26-33, (2003)

[12] S. C. Woo, N. S. Choi, K. Y. Rhee, "Effects of fiber orientation on the acoustic emission and fracture characteristics of composite laminates", Journal of Materials Science, Vol. 42, pp. 1162-1168, (2007)

[13] D. H. Pashley, R. M. Carvalho, "Dentin permeability and dentin adhesion", Journal of Dentistry, Vol. 25, No. 5, pp. 355-372, (1997)